ノート

撮像管を用いたI.I.-DR消化管造影における
digital値補償フィルタの検討井ノ上信一・松本光弘・小縣裕二¹⁾論文受付
2001年1月18日論文受理
2001年8月20日Code Nos. 200
253

大阪大学医学部附属病院放射線部

1)大阪大学医学部医用物理学講座

1. 目的

近年、X線診断撮影装置のdigital化が進み、消化管造影検査にもdigital radiography(以下、DR)装置が導入されている¹⁻³⁾。当院においてもpicture archiving and communication system(PACS)を構築するためimage intensifier(以下、I.I.)DRシステムのX線TVを用いている⁴⁾。I.I.-DRは従来のscreen/film(以下、S/F)系に比べX線検出効率が高く、被曝低減が可能である⁵⁾。画質は受光系に撮像管を用いたシステムでは空間分解能がS/F系に比べ劣るが、受光系をcharge coupled device(以下、CCD)カメラに変え⁶⁾、さらにそのCCDも

100万画素から400万画素に変えることで画質が大幅に向上し、S/F系と同等の画質が得られたという報告もある⁷⁾。しかしI.I.-DRは、S/F系に比べダイナミックレンジが狭いため体厚変化および管腔臓器内の空気含有量によって透過X線量の差が大きくなるとdigital値がサチュレートすることが日常的に起こりやすくなる。サチュレートするとその部分のデータが一定となり、画像処理を行っても画像として成立しない。本論文ではこのサチュレートの解決策として、S/F系で用いられている濃度補償フィルタの導入を検討した。S/F系における濃度補償フィルタの検討およびDRによる

Evaluation of Compensation Filter in I.I.-DR Gastrointestinal Examination Using Image Pick-up Tube

SHINICHI INOUE, MITSUHIRO MATSUMOTO, and YUJI OGATA¹⁾

Department of Radiology, Osaka university hospital

1)Department of Medical Physics Faculty of Medicine Osaka University

Received Jan. 18 2001; Revision accepted Aug. 20, 2001; Code Nos. 200, 253

Summary

We have especially the thing which experiences daily and which digital value does saturate by the difference of patient, and the air content of internal organs, at the time of I.I.-DR gastrointestinal examination. In order to compensate digital value of those parts, the compensation filter by the remote operation formula was examined. The quality of the material of the created filter determined thickness and form from change of digital value when changing thickness, and a dose using aluminum. The image which carried out saturation as a result of analyzing this 500 images decreased to 15% to 3%. Moreover, the total skin dose decreased on the same photography conditions, and was almost equivalent in the time of phototimer use. The part not conventionally materialized as an image for saturation has been improved by using a compensation filter for gastrointestinal examination, and it was enabled to obtain a useful picture clinically.

Key words: Digital radiography, Added filter, Exposure dose

別刷資料請求先: 〒565-0871

大阪府吹田市山田丘2-15

大阪大学医学部附属病院 放射線部 井ノ上信一 宛

被曝低減を目的とした付加フィルタについてはさまざまな報告がある⁸⁻¹¹⁾。しかしDRによるdigital値を補償するための補償フィルタを検討した報告はない。そこでわれわれは撮像管を用いたI.I.-DR消化管造影検査の診断能を向上させるための一方法として遠隔操作式の可動補償フィルタを検討したので報告する。

2. 使用機器

使用機器は以下の通りである。

DR装置：DR-2000H

画素数1,024 × 1,024 bit数12

X線透視撮影：TU-230XB

X線高電圧装置：GHF-S2-158H

X線TV：XTV-2000(ダイオードガンサチコン)

(以上、株式会社日立メディコ製)

線量計：9015型放射線モニタ10X5-6(6cc)

(ラドカル社製)

また撮像管タイプとCCDタイプの入出力特性を比較するため次の装置を用いた。

DR装置：DDX-100A

画素数1,024 × 1,024 bit数12

X線透視撮影：DBA-100A

X線高電圧装置：KXO-80N

X線TV：MTV-250A(CCD)

(以上、株式会社東芝メディカル製)

3. 方法

3-1 臨床画像のdigital値の検討

1998年11月～1999年1月の期間、注腸検査で得られたハードコピーから500画像をランダムに選択した。これらの画像でX線吸収の違いによりハレーションを起こし、digital値がサチュレートした画像について装置付属の画像解析プログラムによりdigital値解析を行った。ROIは100 × 100ピクセルとし、サチュレートした部分のdigital値を測定し、その平均値を求めた。

3-2 入出力特性の検討

撮像管とCCDのダイナミックレンジを比較するためI.I.-DRシステムの入出力特性を測定した。臨床に即したデータを得るため被写体に厚さ20cmのアクリルファントムを用いた。照射野は15 × 15cmとし、均一照射を行った。撮影条件は管電圧90kV一定とし、mAs値を10mAsからタイマを2倍ずつ変化させ、装置の出力限界まで撮影した。これらの画像を画像解析プログラムにより、digital値を計測した。ROIは100 × 100ピクセルとした。それと同時にアクリルファントムの表面線量を線量計を用い、測定した。線量値をリ

Fig. 1 Measurement arrangement.

ファレンスとしたdigital値の関係を入出力特性とした。

3-3 フィルタの厚さ、形状の検討

フィルタの厚さ、形状を検討するためFig. 1のように左半分はアクリル20cm、右半分はアクリル4cmと5cmとし、その中間に空気層(11cm)を設定したファントムを使用した。フィルタの材質にはアルミニウム(以下、Al)を用い、Fig. 1のA点(X線管球直下)の位置でAl厚を1～10mmまで変化させ曝射した。得られたデータから3-2と同様にB点(ファントム中央部)でのdigital値を計測した。また同時にAl厚を変化させたときのB点での線量変化を線量計を用いて測定した。これらの結果から最適なAlフィルタの厚さ、形状を決定した。

4. 結果

4-1 臨床画像の検討

注腸検査の臨床画像500画像で、digital値がサチュレートした部分が含まれる画像が74例(約15%)あった。またこれらの画像のdigital値は充盈部で平均3,615 ± 176.7、二重造影部で平均2,698 ± 234.9、空気層で平均1487 ± 272.3であった。サチュレートしている部分は10以下であった。このDR装置の場合、濃度階調12bit 4,096階調であるが、白黒を反転させているためdigital値の昇降順が逆になっているため、値の小さいほうが、濃度が高いことを表している。

4-2 入出力特性の検討

Fig. 2に当院のI.I.-DRシステムの入出力特性を示す。Fig. 2から入出力特性は撮像管タイプよりもCCDタイプのほうがダイナミックレンジは広く、digital値1,000～3,000の範囲で平均して約2倍であった。

Fig. 2 Characteristic curve of digital value and dose by I.I.-DR system.

Fig. 4 Relation of aluminum thickness and dose.

4-3 フィルタの厚さ、形状の検討

Alの厚さを1~10mmまで変化させたときのdigital値の変化をFig. 3に示す。約Al厚2mmまではdigital値に変化がなく約Al厚3mmから直線的に変化した。Al厚7mmでdigital値が約1,200まで改善された。すなわちAl厚7mmを付加することによって4-1で検討した空気層のdigital値に近づいたことを示している。次に同様にAl厚を変化させたときの線量の変化をFig. 4に示す。線量はAlの減弱を反映し、Al厚の増加とともに指数関数的に変化した。Al厚5mmで約60%減弱している。Fig. 5は光子減弱計数データブック¹²⁾からAlの減弱係数と人体組織の減弱係数の関係を示す。X線エネルギーは、管電圧90~100kVに相当する35keVで行った。この場合Al厚5mmは人体組織の約3.5cm、Al厚7mmは約5cmに相当している。これらの結果から補償フィルタの厚さを検討した。サチュレートしたdigital値を改善させるためにはFig. 3のようにAl厚を厚くするほどよいが、Fig. 4の線量の変化およびFig. 5の減弱係数の関係からAl厚は約5~7mm付加すればよい。形状は左右端に少量のハレーション領域が発生する場合

Fig. 3 Relation of aluminum thickness and digital value.

Fig. 5 Relation of aluminum thickness and tissue.

は、その位置まで挿入することを考え、線形の楔形状にした。そしてAlを加工し、高さ1cm(中心部5~7mm)のFig. 6のような補償フィルタを作成した。

5. 臨床への応用

5-1 遠隔操作式補償フィルタ

今回の実験結果から得られた形状の遠隔操作式補償フィルタ(以下、補償フィルタ)を作成し、左右開きが可能な電動式遠隔操作方式とした。遠隔操作卓上の絞りの横で操作し、レスポンスはほぼリアルタイムに挿入が可能である。Fig. 7に実際の補償フィルタの外観を示す。

5-2 皮膚線量の検証

補償フィルタを挿入したときの線量を調べた。線量は空気カーマに変換するためW値は33.97を用いた。同一撮影条件(85kV, 10mAs)時、フィルタをFig. 1の亚克力+空気側に挿入したとき、B点の線量を測定

Fig. 6 Shape of aluminum filter.

した。またB点とC点の合計線量の平均を被写体20cmにおけるトータル皮膚線量と定義し、補償フィルタ挿入時、未挿入時のトータル皮膚線量を評価した。また通常のフォトタイマ使用時も同様に測定した。同一撮影条件(85kV, 200mA, 50msec)で、補償フィルタをFig. 1の亚克力+空気側に挿入したとき、B点の線量は0.21mGyであった。トータル皮膚線量を補償フィルタの有無で比較すると0.88mGyから0.55mGyに約40%減少した(Fig. 8)。通常、撮影はフォトタイマを用いている。そのためFig. 1で設定した配置でフォトタイマ撮影をすると撮影条件が85kV, 100mA, 10msecから85kV, 100mA, 15msecと1.5倍増加した。しかしトータル皮膚線量では、補償フィルタの有無では0.11mGyと同等の線量であった(Fig. 9)。

5-3 補償フィルタ使用時の臨床画像

補償フィルタ導入後の臨床画像を導入前と同様に500画像を選択し、digital値のサチュレートが、どの程度減少したかを検証した。またフィルタ挿入時と未挿入時のdigital profile curveを計測し、画素値の差も調べた。補償フィルタ導入後に撮影された注腸検査の臨床画像500画像のうち、digital値がサチュレートした部分を含む画像は導入前の74例(約15%)から14例(約3%)に減少した。補償フィルタを1/2まで挿入した場合と未挿入時の画像をFig. 10に示す。左画像のfilter

Fig. 7 Aluminum filter.

(-)の左端がサチュレートされているが、この部分に補償フィルタを入れることによって右画像に示すように画像として認識できている。さらにFig. 10の中央を横切る線に沿って計測したdigital値のprofile curveをFig. 11に示す。横軸は画像の幅を表し、10 bit(1,024)表示である。そのため、先ほどのサチュレートした部分は左側から約250ピクセルまでを示す。補償フィルタを挿入しないと約250ピクセル付近まではdigital値が2桁であったのが補償フィルタを挿入することによって1,000ぐらまで変化した。

5-4 補償フィルタ使用後の撮影画像数の変化

補償フィルタ使用時と未使用時の総撮影画像数の変化を検討した。補償フィルタ導入前(1998年11月～1999年1月)、導入後(1999年5月～1999年7月)において同一医師により撮影をした、それぞれの期間内の30名の患者をランダムに選択した。その結果総撮影画像数は、補償フィルタ導入前557画像(1患者当たり18.6画像)に対し、導入後は534画像(1患者当たり17.8画像)と1人当たり約1画像の減少となった。

Fig. 8 Change of dose filter and non filter (same kV and mAs).

Fig. 9 Change of dose filter and non filter (using photo timer).

Fig. 10 Clinical image by filter and non-filter.

Fig. 11 Digital profile curve by filter and non filter.

6. 考 察

撮像管とCCDでは明らかにCCDのほうが画質特性が優れていると石川⁷⁾は述べている。今回のI.I.-DRシステムの入出力特性も撮像管タイプよりもCCDのほうがダイナミックレンジにおいて良い結果を示した。Fig. 2に示すように光学系に撮像管(サチコン)とCCDを用いる場合、ダイナミックレンジがdigital値1,000~3,000の範囲では、約2倍CCDのほうが優れていた。しかし現実的に撮像管タイプを使用している施設では、ダイナミックレンジを少しでも広くする工夫が必要である。そのためわれわれは、一つの方法として今回の補償フィルタを試みた。

5-3の結果より補償フィルタ導入後、サチュレートした画像が500画像中74例から14例に減少した。この14例(約3%)を詳細に評価すると、腸液等でバリウムの付着が悪い症例に多くみられた。このようなバリウム付着の悪い画像については補償フィルタを使用してもあまり改善はみられなかった。逆にバリウム付着の悪い例を除くと、ほぼ全例に改善がみられた。また、

Fig. 11に示すように補償フィルタを挿入することによりサチュレートした部分がdigital値1,000ぐらいまで改善された。適正濃度の含気結腸のdigital値が平均で $1,487 \pm 272.3$ であることから完全にdigital値が補償されているわけではないが、この程度であれば画像診断が可能なレベルまで改善されたと思われる。すなわちこの補償フィルタを使用することによって、臨床評価において有用な画像を得ることを示している。

また補償フィルタを使用することによって、総画像数が減少した。これはdigital値がサチュレートしたことによる再撮影あるいは追加撮影の減少によるものである。特に、I.I.-DRでは撮影した画像がリアルタイムにモニタできるため、サチュレートしたときは、再撮影がすぐに行える。そのためサチュレートしないことが再撮影の減少、すなわち被曝線量の減少につながると考える。また補償フィルタを使用することによってフォトタイムレベルもほぼ一定で行えるようになった。

一方、問題点は補償フィルタを挿入することによって反対側部位の線量が約1.5倍増加してしまうことが挙げられる。しかし、撮影条件が1.5倍に変化しても今回の5-2で定義したトータル皮膚表面線量においては、同等もしくは減少した。すなわちこのフィルタを使用してもトータルの被曝線量としてはほぼ同等であると考ええる。また、常にフィルタを画面中央まで挿入するのではなく、左右端に少量のハレーション領域が発生する場合は、その位置まで挿入することによってdigital値が補償されるため今回の実験結果のような大きな線量変化は発生しないと考えられる。

今回は注腸検査で検討を行ったが、上部消化管造影にもこのフィルタは有用と考える。digital値がサチュレートした部位が明らかに減少したこと、digital pro-

file curveからdigital値が補償されること、総画像数の減少、トータル皮膚線量の減少を考えると上部消化管造影にもこの補償フィルタは有用である。

小倉¹³⁾はI.I./TV-DRの場合、入射線量と解像特性とノイズ特性の間には、複雑な関係があり、これらの特性を熟知したうえで撮影目的にあったDR装置のパラメータの設定、線量、撮影方法を決定する必要があると述べている。当院においても装置のダイナミックレンジ等、特性を十分に把握し、補償フィルタを検討することによって臨床的に有用な画像を得ることが可能となった。

7. 結 語

補償フィルタを消化管検査に用いることによって従来、サチュレートのため画像として成立していなかった部位が改善された。

撮像管を用いたI.I.-DRシステムで、消化管検査を行う場合ダイナミックレンジを十分に把握し、補償フィルタ等の使用によって臨床的に有用な画像を得ることが可能となった。

なお本論文の主旨は平成12年1月19日、第27回関西バリウムスタディ研究会(大阪)で発表した。

参考文献

- 1) 奥田茂男, 杉野吉則, 今井 裕, 他: 消化管デジタルラジオグラフィにおける画像処理法の評価. 映像情報(M), 29(4), 140-144, (1997).
- 2) 栗田幸喜, 鈴木 孝, 藤田光雄, 他: Digital Radiography systemによる消化器診断の実践. 映像情報(M), 30(4), 179-188, (1998).
- 3) 稲本一夫, 小縣裕二, 西岡左智, 他: デジタルX線画像処理の応用. 映像情報(M), 30(4), 189-193, (1998).
- 4) 三木 弘, 松本光弘, 祐延良治, 他: DRルーチン検査の現況(非血管系). 映像情報(M), 31(4), 136-144, (1999).
- 5) 加藤英幸, 磯部智子, 越智茂博, 他: 消化管X線検査における被曝線量の施設間格差の評価法. 日放技学誌, 55(7), 655-664, (1999).
- 6) 江口陽一, 岡田明男, 加賀勇治: 100万画素CCDカメラの画質評価. 日放技学誌, 52(6), 741-746, (1996).
- 7) 石川 謙: 最近のDR装置の技術的進歩. 日放技学誌, 54(12), 1386-1391, (1998).
- 8) 小林義道, 前田 徹: 注腸X線診断用濃度補償フィルタの試作とその効果(第1報). 日放技学誌, 43(8), 1161, (1987).
- 9) 塩田政次, 奥山恒敏, 久保方宏: 注腸撮影における補償フィルタの作成について. 日放技学誌, 44(8), 1133, (1988).
- 10) 前田 徹, 小林義道, 中村 仁: 注腸X線診断用濃度補償フィルタの試作とその効果(第2報). 日放技学誌, 44(8), 1134, (1988).
- 11) 鈴木 孝, 栗田幸喜, 藤田光雄: digital radiographyにおける付加フィルタの有用性. 日放技学誌, 54(12), 1373-1381, (1998).
- 12) 日本放射線技術学会計測分科会編: 光子減弱計数データブック. (1995).
- 13) 小倉敏裕: I.I./TV-DRにおける被曝線量と物理特性の関係. 日放技学誌, 49(12), 2052-2057, (1993).

図表の説明

- Fig. 1 測定配置図.
 Fig. 2 I.I.-DRシステムの入出力特性.
 Fig. 3 Alの厚さとdigital値の関係.
 Fig. 4 Alの厚さと皮膚線量の関係.
 Fig. 5 Alの厚さと人体組織減弱係数の関係.
 Fig. 6 Alフィルタの形状.
 Fig. 7 Alフィルタの外観.
 Fig. 8 フィルタ挿入, 未挿入による線量の変化(同一撮影条件).
 Fig. 9 フィルタ挿入, 未挿入による線量の変化(フォトライマ使用).
 Fig. 10 フィルタ挿入, 未挿入による臨床画像.
 Fig. 11 フィルタ挿入, 未挿入によるdigital profile curve.